



Europäisches  
Patentamt  
European Patent  
Office  
Office européen  
des brevets

**Abstract of FR2458288**

**[Print](#)**

**[Copy](#)**

**[Contact Us](#)**

**[Close](#)**

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

INTENDED MEDICAL PUMP A the PULSATORY CARDIAC ASSISTANCE, ACTIONNEE BY a Stepping motor 13 RULE PER MICROPROCESSOR SO THAT the COURSE Of a CYCLE HAVING BEEN PUT IN MEMORY IN RELATIVE VALUES COMPARED TO ONE Given period, the PUMP PRESERVES the SAME SEQUENCES WITH RELATIVE SAME VALUES SE MAKING STEP BY STEP, BY SUCCESSIVE INCREMENTS AND IN BOTH SENS, ONE KNOWS AT EVERY MOMENT the POSITION OF HUB 15 IN the TARPAULIN, AND THUS the ACTIVE VOLUME OF the PUMP.

THE CIRCUIT MICROPROCESSOR OF ORDER AND REGULATION COMPRISES:

- ACQUIRING OF DATA 1 A 3 AND ORDERS 9 A 11

CONTROL IT AND THE TREATMENT OF THE DATA BY MEANS OF TABLES 5 A 8, INCLUDING THE MICROPROCESSOR ITSELF  
4

⚙ top IT SUPPLY MODULE OF POWER 12 OF THE MOTOR.

THIS PUMP ALLOWS NEW FORMED TREATMENT OF the PATIENTS, BECAUSE the DIAGRAM OF the FUNCTIONS OF DELIVERY AND SUCTION CAN BE PROGRAMME AND SYNCHRONIZES AUTOMATICALLY WITH the Heart rate.



Europäisches  
Patentamt  
European Patent  
Office  
Office européen  
des brevets

[Description of FR2458288](#)
[Print](#)
[Copy](#)
[Contact Us](#)
[Close](#)

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

The invention relates to a medical pump intended for the pulsatory cardiac assistance.

One knows pumps of pulsatory circulatory assistance. The pumps currently use are pumps with pneumatic actuation, which in general make it possible to determine in absolute value the duration of the suction and the delivery, and to adjust the pressures negative of suction and positive of delivery. On the other hand, they do not allow the adjustment of the shape of the diagrams of filling and delivery, and do not allow a self-adaptation of the volume driven back the frequency. Certain pumps were also developed, which have recourse either to magnetic drives, or with continuous motors or electrohydraulic converters of energy of type axial pump. They have the advantage compared to the pneumatic system to ensure an improved repetitiveness of the driven back volume. But like the pneumatic pumps, they do not allow the modulating of the cycle of pumping.

One knows pumps with continuous flow also, either roller pumps, or centrifugal pumps. These pumps are of a single employment, on the other hand it is recognized that a nonpulsed flow is less favourable physiologically than a pulsed flow, [top](#) the first ensuring in the event of alteration of the arterial bed a worse infusion of tissues than a pulsed flow.

The purpose of the invention is improving the technical one of the pumps of pulsatory circulatory assistance by allowing a repetitive operation blow by blow of the pump, as well with regard to the driven back volume as the shape of the diagrams of filling and delivery of the pump.

The invention such as it is characterized in the claims résoud the problem and proposes a characterized pulsatory pump by the fact that it is actuated by a motor with controlled positioning, preferably an adjusted stepping motor by microprocessor so that the course of a given cycle and having been put in memory in relative values compared to one given period, the operation of the pump preserves same the sequence with the relative same values for any frequency of operation.

The advantages obtained thanks to this invention consist of the new shapes of treatment of the patients, forms which were hardly possible with the known means. Thus the pump in accordance with the invention makes it possible to program the diagram of the flow, to know the ejected volume at every moment, to function with constant medium flow, the automatic regulation adapting the volume ejected to the frequency of operation, or conversely to constant volume ejected whatever the frequency. The diagram of the functions of delivery and suction can be programmed and maintained similar whatever the frequency and the mode of operation selected. The pump can be synchronized automatically with the heart rate, while being able to be adjusted in its parameters. The flow can be controlled, either with that of another pump, or, for example, with the measurement of the against-lateral flow.

In short, this pump finds its domain application following: contrepulsation, auriculoventriculo-aortic or pulmonary cardiac assistance, like in the bilateral cardiac assistance and the pulsatory extracorporeal circulating.

In what follows, the invention is more exposed in detail using the drawings representing only one embodiment.

Figure 1 represents a normal electrocardiogram, and in glance the diagrams of the pump.

Figure 2 represents the pump itself schematically.

Figure 3 represents the scheme block of the ordering and the automatic regulation of the pump.

The pump is membrane type, and it makes block with the drive motor (. 2). The tarpaulin 14 is secured on a variable reluctance motor 13, i.e. a motor, laid out step by step to involve the displacement of a rigid hub 15, which is connected to the tarpaulin by a flexible membrane, deformable 16.

The displacement of hub 15 causes the change of the volume inside the pump, and it is directly a function of the rotation of the motor. The rotation being done step by step, by in créments successive and in the two directions, one knows at every moment the position of hub 15 in the tarpaulin and thus the active volume of the pump, as well as the volume which it drove back. A circuit microprocessor makes it possible the user to program the pace of the displacement of the pump (. 3).

In inlet orifices 17 and of outlet 18 of the pump are laid out of the outer valves with the liquid vein, whose operation is also ordered by the circuit microprocessor.

The circuit microprocessor of ordering and automatic regulation of the pump (. 3) is composed of three distinct portions is - the acquiring from given the 1 to 3 and orders 9 to 11; - the control and treatment of given by means of tables 5 to 8, including the microprocessor itself 4; - the supply module of power 12 of the motor.

The acquiring of given and the orders is ensured by an interface and input multiplexer 1 which, according to a defined sequence and priorities by the peripheral 2 and 3 of microprocessor 4, will adapt the given arrivals of various sources in order to make them compatible with the remainder of the circuit. In the same way the interface of outlet 11 will adapt the signals come from the sets (PIA B 8 and PIA D 10) for the motor control.

The treatment of given stored makes integral part of a programme 5 which is loaded, in taking account of the various values of given and of a base table, to recreate using a new refer table "Turntable" 8, of which the various values will manufacture the periods separating each impulse from motor control, the pulse sequence which will give to the flow the shape of the preestablished diagram. The base tables of ejection 6 and suction 7 contain, in the form of numbers representing an interval of time, the shape of the desired diagram. These tables are programmed in an independent way and their number, from where the choice of the forms, is limited only by the width of the memory block to provision.

Moreover, the circuit is designed to answer applications of interruption being able to come from the various safeties and particularly from the control of pressure in the conduits.

Power control 12 of the motor is of a conventional type, with its logic of translation ordered by the succession of the impulses coming of the microprocessor.

⌘ top

The circuit comprises the members allowing: to control the frequency of the motor at the cardiac frequency, to ensure an independent constant flow of the frequency, to give to the flows of suction and delivery desired pace, to ensure a constant volume each beat, to control the medium flow with that of another pump by preserving all the possibilities of individual changes of the features, to control the medium flow with the measured cardiac flow, to post the displaced volume at every moment cycle.

Pressure sensors, included in the inlet pipes and of outlet, make it possible to measure the pressure change and the flow in order to actuate a display, to engage an alarm and to automatically reduce the driven back volume if it is necessary.

All these functions are obtained by means of known electronic sets that it is superfluous to describe front.

Figure 1 illustrates operation: diagram A is a normal electrocardiogram which will make it possible to include/understand well the diagram B which represent the timing signals, and the diagram C which represents the displacement of the membrane of the pump.

Operation is the following one: the diagram of the displacement of the pump is stored in what we call a base table. This diagram will be used as reference for the circuit which will recreate of it the form whatever the amplitude of displacement, i.e. the size of the volume ejected VT the frequency of operation of the system can be given by an inner clock or to be given by the cardiac electrical signals.

The circuit then records with each signal the value of the period of the run out beat, and adapts times of displacement of the membrane so that the initially selected optimum adjustment is preserved, same if the cardiac period varies. The circuit also makes it possible to maintain a medium flow constant, by automatically determining the volume ejected VE to be moved according to the required medium flow, of the period T, and the respective durations inside this period of the time of ejection and suction. This process is repeated for each period, allowing a rapid matching with the changes of the heart rate.

The medium flow can either be manually posted, or to be the calculation result carried out by the microprocessor starting from the measured parameters of automatic manner on the patient. Lastly, the circuit takes account of the maximum values of constrained admissible on the members of the blood; the level of these constrained being predetermined, the system will be able, if the rates or the speed variations exceed the secured limits, either to engage an alarm, or to automatically reduce the volume ejected so as to be maintained in on this side imposed limits.

In the preferred execution one described a stepping motor, but it is obvious that it can be made use of any other motor, for example of a motor with D.C. current with controlled positioning.



Europäisches  
Patentamt  
European Patent  
Office  
Office européen  
des brevets

**Claims of FR2458288**

**Print**

**Copy**

**Contact Us**

**Close**

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

### CLAIMS

1. Pulsatory pump of characterized cardiac assistance by the fact that it is actuated by a motor with controlled positioning, preferably an adjusted stepping motor by a circuit microprocessor, so that the course of a cycle having been given in relative values compared to one given period, the operation of the pump preserves the same sequences with the relative same values for any frequency of operation.

2. Pump according to characterized claim 1 by the fact that the frequency of operation is controlled at the cardiac frequency.

3. Pump according to claim 1, characterized by the fact that the circuit with microprocessor is laid out so that the pump functions in pulsed regimen with a constant flow whatever the frequency.

⚙ top

4. Pump according to claim 1, characterized by the fact that the circuit with microprocessor is laid out so that the pump ensures, in taking account of the cardiac period and the relative durations of suction and delivery, the delivery with each beat of a constant volume.

5. Pump according to claim 1, characterized by the fact that the circuit with microprocessor is laid out so that the apparatus gives to the flows of suction and delivery the desired pace.

6. Pump according to claim 1, characterized by the fact that the circuit with microprocessor is laid out so that the displaced volume at every moment cycle is posted.

7. Pump according to claim 1, characterized by the fact that the circuit with microprocessor is laid out so that the medium flow is controlled to that of another pump by preserving all the possibilities of individual changes of the features of pumping.

8. Pump according to claim 1, characterized by the fact that the circuit with micro-processor is laid out so that the medium flow is controlled to the measured cardiac flow.

9. Pump according to claim 1, characterized by the fact that it is equipped, with the level of its inlet and its outlet, of outer valves to the liquid vein, whose reciprocating operation makes integral part of the programme microprocessor.

10. Pump according to claim 1, characterized by the fact that pressure sensors, included in the inlet pipes and of outlet, allow during the operation of the pump, to measure the pressure changes to engage an alarm and automatically to reduce the volume driven back by the pump.

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :  
(A n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction).

**2 458 288**

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 79 15730**

---

(54) Pompe médicale destinée à l'assistance cardiaque pulsative.

(51) Classification internationale (Int. Cl.<sup>3</sup>). A 61 M 1/03; A 61 H 31/00.

(22) Date de dépôt..... 11 juin 1979, à 16 h.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du  
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 1 du 2-1-1981.

---

(71) Déposant : BELENGER Jacques Emile et CARON Georges, résidant en Suisse.

(72) Invention de :

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Bugnion Associés SARL,  
4, rue de Haguenau, 67000 Strasbourg.

L'invention concerne une pompe médicale destinée à l'assistance cardiaque pulsative.

On connaît des pompes d'assistance circulatoire pulsative. Les pompes actuellement en usage sont des pompes à actionnement pneumatique, qui permettent en général de déterminer en valeur absolue la durée de l'aspiration et du refoulement, et d'ajuster les pressions négative d'aspiration et positive de refoulement. Par contre, elles ne permettent pas le réglage de la forme des diagrammes de remplissage et de refoulement, et ne permettent pas une auto-adaptation du volume refoulé à la fréquence. Certaines pompes ont également été développées, qui ont recours soit à des entraînements magnétiques, soit à des moteurs continus ou à des convertisseurs d'énergie électro-hydrauliques de type pompe axiale. Elles ont l'avantage par rapport au système pneumatique d'assurer une meilleure répétitivité du volume refoulé. Mais comme les pompes pneumatiques, elles ne permettent pas la modulation du cycle de pompage.

On connaît également des pompes à débit continu, soit des pompes à galets, soit des pompes centrifuges. Ces pompes sont d'un emploi simple, par contre il est reconnu qu'un débit non pulsé est moins favorable physiologiquement qu'un débit pulsé, le premier assurant en cas d'altération du lit artériel une moins bonne perfusion des tissus qu'un débit pulsé.

L'invention a pour but d'améliorer la technique des pompes d'assistance circulatoire pulsative en permettant un fonctionnement répétitif coup par coup de la pompe, tant en ce qui concerne le volume refoulé que la forme des diagrammes de remplissage et de refoulement de la pompe.

L'invention telle qu'elle est caractérisée dans les revendications résoud le problème et propose une pompe pulsative caractérisée par le fait qu'elle est actionnée par un moteur à positionnement asservi, de préférence un moteur pas à pas réglé par microprocesseur de telle sorte que le déroulement d'un cycle ayant été déterminé et mis en mémoire en valeurs relatives par rapport à une période donnée, le fonctionnement de la pompe conserve les mêmes séquences avec les mêmes valeurs relatives pour n'importe quelle fréquence de fonctionnement.

Les avantages obtenus grâce à cette invention consistent en de nouvelles formes de traitement des patients, formes qui n'étaient guère possibles avec les moyens connus. Ainsi la pompe selon l'invention permet de programmer le diagramme du débit, de connaître à chaque instant le volume éjecté, de fonctionner à débit moyen constant, la régulation automatique adaptant le volume éjecté à la fréquence de fonctionnement, ou inversement à volume éjecté constant quelle que soit la fréquence. Le diagramme des fonctions de refoulement et d'aspiration peut être programmé et  
10 maintenu semblable quels que soient la fréquence et le mode de fonctionnement choisi. La pompe peut être synchronisée automatiquement avec le rythme cardiaque, tout en pouvant être réglée en ses paramètres. Le débit peut être asservi, soit à celui d'une autre pompe, soit, par exemple, à la mesure du débit contre-latéral.  
15 ral.

En résumé, cette pompe trouve son application dans les domaines suivants : contrepulsation, assistance cardiaque auriculo-ventriculo-aortique ou pulmonaire, ainsi que dans l'assistance cardiaque bilatérale et dans la circulation extra-corporelle pulsative.  
20 sative.

Dans ce qui suit, l'invention est exposée plus en détail à l'aide des dessins représentant seulement un mode d'exécution.

La figure 1 représente un électrocardiogramme normal, et en regard les diagrammes de la pompe.

25 La figure 2 représente schématiquement la pompe proprement dite.

La figure 3 représente le schéma bloc de la commande et de la régulation automatique de la pompe.

La pompe est du type à membrane, et elle fait bloc avec le  
30 moteur d'entraînement (fig. 2). La bache 14 est fixée sur un moteur à réluctance variable 13, c'est-à-dire un moteur pas-à-pas, disposé pour entraîner le déplacement d'un moyeu rigide 15, qui est relié à la bache par une membrane souple, déformable 16.

Le déplacement du moyeu 15 provoque la variation du volume à  
35 l'intérieur de la pompe, et il est directement fonction de la rotation du moteur. La rotation se faisant pas-à-pas, par incréments successifs et dans les deux sens, on connaît à chaque

instant la position du moyeu 15 dans la bache et donc le volume actif de la pompe, ainsi que le volume qu'elle a refoulé. Un circuit micro-processeur permet à l'utilisateur de programmer l'allure du déplacement de la pompe (fig. 3).

5 Dans les orifices d'entrée 17 et de sortie 18 de la pompe sont disposées des vannes externes à la veine liquide, dont le fonctionnement est également commandé par le circuit micro-processeur.

Le circuit micro-processeur de commande et de régulation automatique de la pompe (fig. 3) se compose de trois parties distinctes soit :

- l'acquisition des données 1 à 3 et les commandes 9 à 11 ;
- le contrôle et le traitement des données au moyen des tables 5 à 8, y compris le micro-processeur proprement dit 4 ;
- 15 - le module d'alimentation de puissance 12 du moteur.

L'acquisition des données et des commandes est assurée par un interface et multiplexeur d'entrée 1 lequel, selon une séquence et priorités définies par les périphériques 2 et 3 du micro-processeur 4, adaptera les données venues de diverses sources afin  
20 de les rendre compatibles avec le reste du circuit. De même l'interface de sortie 11 adaptera les signaux venus des ensembles (PIA B 8 et PIA D 10) pour la commande du moteur.

Le traitement des données stockées fait partie intégrante d'un programme 5 qui est chargé, en tenant compte des diverses  
25 valeurs des données et d'une table de base, de recréer à l'aide d'une nouvelle table appelée "Table de lecture" 8, dont les diverses valeurs fabriqueront les périodes séparant chaque impulsion de commande du moteur, la suite d'impulsions qui donnera au débit la forme du diagramme préétabli. Les tables de base  
30 d'éjection 6 et d'aspiration 7 contiennent, sous la forme de nombres représentant un intervalle de temps, la forme du diagramme voulu. Ces tables sont programmées d'une façon indépendante et leur nombre, d'où le choix des formes, n'est limité que par l'ampleur du bloc mémoire à disposition.

35 De plus, le circuit est prévu pour répondre à des demandes d'interruption pouvant venir des diverses sécurités et notamment du contrôle de pression dans les conduits.



La commande de puissance 12 du moteur est d'un type conventionnel, avec sa logique de translation commandée par la succession des impulsions venant du micro-processeur.

Le circuit comporte les éléments permettant : d'asservir la  
5 fréquence du moteur à la fréquence cardiaque, d'assurer un débit constant indépendant de la fréquence, de donner aux débits d'aspiration et de refoulement l'allure souhaitée, d'assurer un volume constant à chaque battement, d'asservir le débit moyen à celui d'une autre pompe en conservant toutes les possibilités de varia-  
10 tions individuelles des caractéristiques, d'asservir le débit moyen au débit cardiaque mesuré, d'afficher le volume déplacé à chaque instant du cycle.

Des capteurs de pression, inclus dans les tuyaux d'entrée et de sortie, permettent de mesurer la variation de pression et le  
15 débit afin d'actionner un affichage, enclencher une alarme et réduire automatiquement le volume refoulé s'il y a lieu.

Toutes ces fonctions sont obtenues au moyen d'ensembles électroniques connus qu'il est superflu de décrire plus avant.

La figure 1 illustre le fonctionnement : le diagramme A est  
20 un électro-cardiogramme normal qui permettra de bien comprendre le diagramme B qui représente les signaux de synchronisation, et le diagramme C qui représente le déplacement de la membrane de la pompe.

Le fonctionnement est le suivant : le diagramme du déplacement de la pompe est stocké dans ce que nous appelons une table  
25 de base. Ce diagramme servira de référence pour le circuit qui en recréera la forme quelle que soit l'amplitude du déplacement, c'est-à-dire la grandeur du volume éjecté  $V_T$ . La fréquence de fonctionnement du système peut être donnée par une horloge interne ou être déterminée par les signaux électriques cardiaques.  
30 Le circuit enregistre alors à chaque signal la valeur de la période du battement écoulé, et adapte les temps de déplacement de la membrane de sorte que le réglage optimal choisi initialement est conservé, même si la période cardiaque varie. Le circuit  
35 permet également de maintenir un débit moyen constant, en déterminant automatiquement le volume éjecté  $V_E$  à déplacer en fonction du débit moyen demandé, de la période  $T$ , et des durées respectives

à l'intérieur de cette période du temps d'éjection et d'aspiration. Ce processus se répète pour chaque période, permettant une adaptation rapide aux variations du rythme cardiaque.

Le débit moyen peut être soit affiché manuellement, soit  
5 être le résultat de calculs effectués par la micro-processeur à partir des paramètres mesurés de manière automatique sur le patient. Enfin, le circuit tient compte des valeurs maximales des contraintes admissibles sur les éléments du sang ; le niveau de ces contraintes étant prédéterminé, le système pourra, si les  
10 vitesses ou les variations de vitesse dépassent les limites fixées, soit enclencher une alarme, soit réduire automatiquement le volume éjecté de manière à se maintenir en deça des limites imposées.

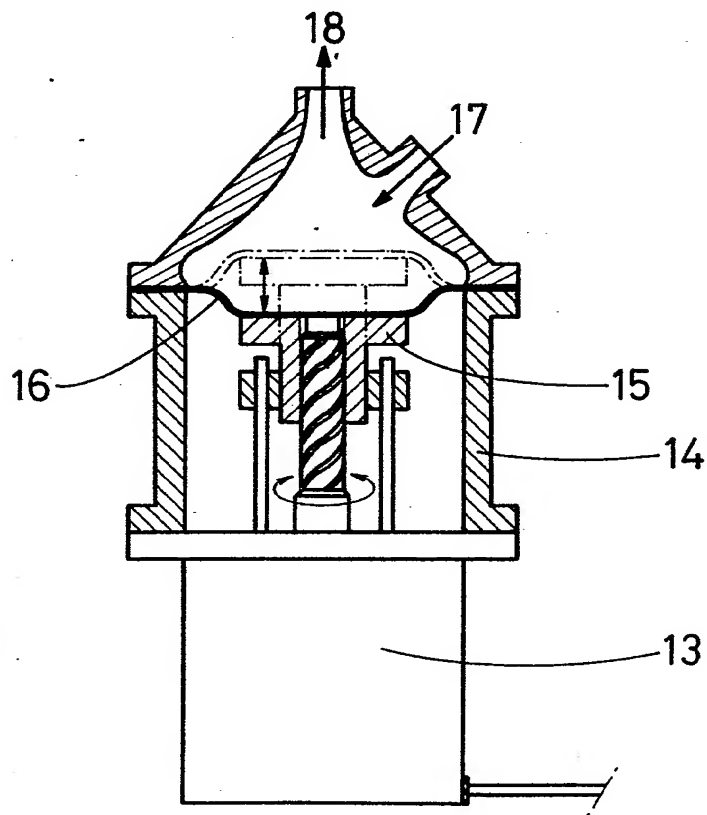
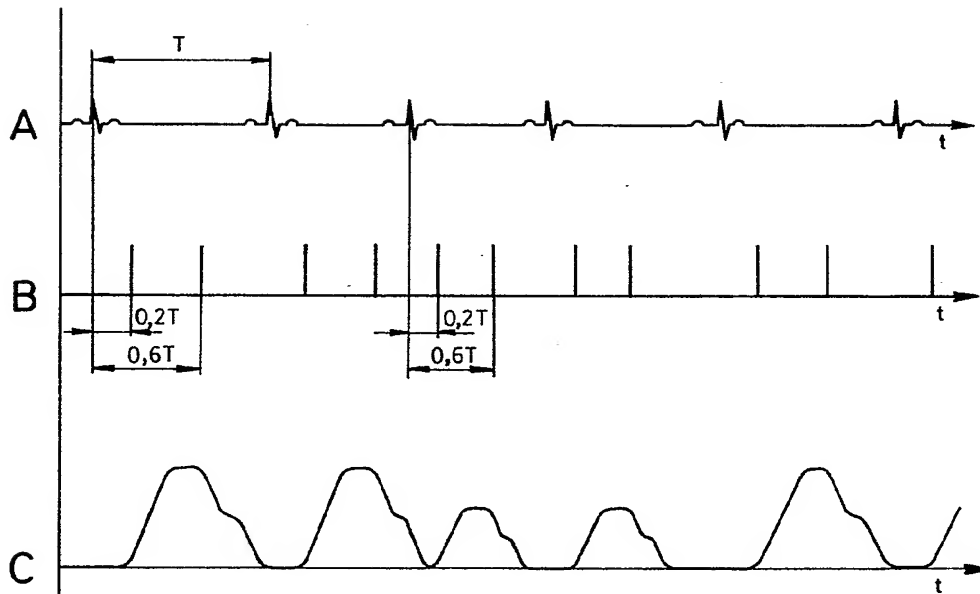
Dans l'exécution préférée on a décrit un moteur pas à pas,  
15 mais il est évident qu'il peut être fait usage de tout autre moteur, par exemple d'un moteur à courant continu à positionnement asservi.

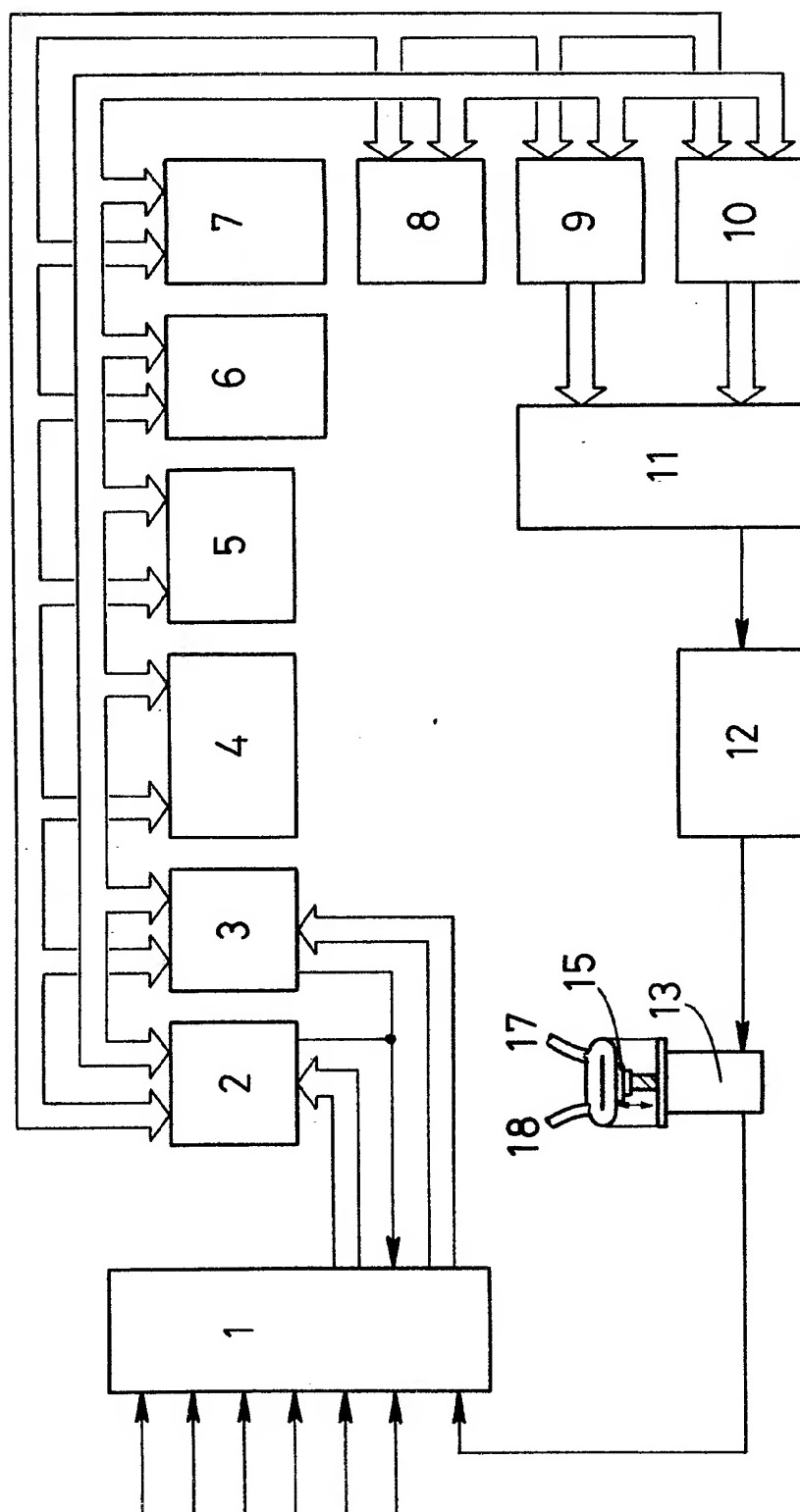
REVENDICATIONS

1. Pompe pulsative d'assistance cardiaque caractérisée par le fait qu'elle est actionnée par un moteur à positionnement asservi, de préférence un moteur pas à pas réglé par un circuit micro-  
5 processeur, de telle sorte que le déroulement d'un cycle ayant été déterminé en valeurs relatives par rapport à une période donnée, le fonctionnement de la pompe conserve les mêmes séquences avec les mêmes valeurs relatives pour n'importe quelle fréquence de fonctionnement.
- 10 2. Pompe selon la revendication 1 caractérisée par le fait que la fréquence de fonctionnement est asservie à la fréquence cardiaque.
3. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait que le circuit à micro-processeur est disposé pour que la pompe  
15 fonctionne en régime pulsé avec un débit constant quelle que soit la fréquence.
4. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait que le circuit à micro-processeur est disposé pour que la pompe assure, en tenant compte de la période cardiaque et des durées  
20 relatives d'aspiration et de refoulement, le refoulement à chaque battement d'un volume constant.
5. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait que le circuit à micro-processeur est disposé pour que le dispositif donne aux débits d'aspiration et de refoulement  
25 l'allure souhaitée.
6. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait que le circuit à micro-processeur est disposé pour que le volume déplacé à chaque instant du cycle soit affiché.
7. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait  
30 que le circuit à micro-processeur est disposé pour que le débit moyen soit asservi à celui d'une autre pompe en conservant toutes les possibilités de variations individuelles des caractéristiques de pompage.
8. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait  
35 que le circuit à micro-processeur est disposé pour que le débit moyen soit asservi au débit cardiaque mesuré.
9. Pompe selon la revendication 1, caractérisée par le fait qu'elle est dotée, au niveau de son entrée et de sa sortie, de

vannes externes à la veine liquide, dont le fonctionnement alternatif fait partie intégrante du programme micro-processeur.

10. Pompe selon la revendication 1, caractérisé par le fait que des capteurs de pression, inclus dans les tuyaux d'entrée et  
5 de sortie, permettent durant le fonctionnement de la pompe, de mesurer les variations de pression pour enclencher une alarme et réduire automatiquement le volume refoulé par la pompe.

Fig.1Fig.2



*Fig. 3*